

3/7/11

DIALOG(R)File 350:Derwent WPIX

(c) 2006 Thomson Derwent. All rts. reserv.

012159195 \*\*Image available\*\*

WPI Acc No: 1998-576107/ 199849

Medical plaster with high moisture permeability - comprises polyether polyester elastomer containing aromatic polyester component as hard segment and poly(alkylene oxide)glycol component as soft segment

Patent Assignee: TEIJIN LTD (TEIJ )

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
JP 10258119	A	19980929	JP 97327827	A	19971128	199849 B

Priority Applications (No Type Date): JP 977367 A 19970120

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan Pg	Main IPC	Filing Notes
JP 10258119	A	7	A61L-015/16	

Abstract (Basic): JP 10258119 A

A medical plaster comprises a polyether polyester elastomer containing an aromatic polyester component as the hard segment and a poly(alkylene oxide)glycol component as the soft segment in which the elastomer shows an endothermic peak at 15-45 deg. C when measured by differential scanning calorimetry at a heating rate of 20 deg. C/min.

ADVANTAGE - The plaster shows a high moisture permeability.

Dwg.0/0

Derwent Class: A23; A25; A96; B07; D22; P34

International Patent Class (Main): A61L-015/16

International Patent Class (Additional): A61K-009/70; A61L-015/58;  
C08G-063/672

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-258119

(43)公開日 平成10年(1998)9月29日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 L 15/16

A 6 1 K 9/70

A 6 1 L 15/58

// C 0 8 G 63/672

識別記号

3 3 5

F I

A 6 1 L 15/01

A 6 1 K 9/70

3 3 5

C 0 8 G 63/672

A 6 1 L 15/06

審査請求 未請求 請求項の数4 OL (全7頁)

(21)出願番号

特願平9-327827

(22)出願日

平成9年(1997)11月28日

(31)優先権主張番号 特願平9-7367

(32)優先日 平9(1997)1月20日

(33)優先権主張国 日本 (JP)

(71)出願人 000003001

帝人株式会社

大阪府大阪市中央区南本町1丁目6番7号

(72)発明者 櫻井 智徳

山口県岩国市日の出町2番1号 帝人株式会社岩国研究センター内

(72)発明者 定延 治朗

山口県岩国市日の出町2番1号 帝人株式会社岩国研究センター内

(72)発明者 中村 勤

山口県岩国市日の出町2番1号 帝人株式会社岩国研究センター内

(74)代理人 弁理士 前田 純博

最終頁に続く

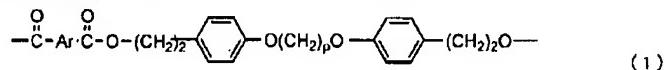
(54)【発明の名称】 医療用貼付材

(57)【要約】

【課題】 適度な透湿性を有し、かつ装着時における違和感の少ない皮膚追従性に優れる医療用貼付材を提供することである。

【解決手段】 芳香族ポリエステル成分をハードセグメントとし、ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分をソフトセグメントとするポリエーテルエステルエラストマーからなり、かつ示差走査熱量測定(DSC)で、

昇温速度20／分で測定したとき15～45℃の範囲に吸熱ピークを示すことを特徴とする医療用貼付材。前記芳香族ポリエステル成分が、主として下記式(1)の繰り返し単位より構成され、かつ、前記ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分の含有量が該エラストマーに対して60～95重量%であるポリエーテルエステルエラストマーのフィルムからなる医療用貼付基材が好適である。

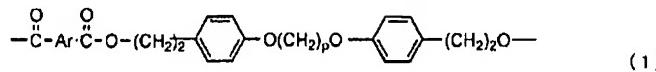


[式中、Arは炭素数6～20のアリーレン基を示す。

pは2～4の整数である。]

## 【特許請求の範囲】

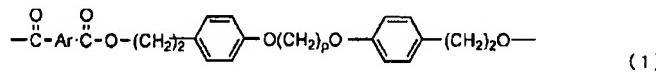
【請求項1】 芳香族ポリエステル成分をハードセグメントとし、ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分をソフトセグメントとするポリエーテルエステルエラストマーからなり、かつ該エラストマーは、示差走査熱量測定(DSC)で、昇温速度20/分で測定したとき15~45℃の範囲に吸熱ピークを示すことを特徴とする医療用貼付材。



[式中、Arは炭素数6~20のアリーレン基を示す。  
pは2~4の整数である。]

【請求項3】 さらに粘着剤層が少なくとも片面に形成された請求項1または2記載の医療用貼付材。

【請求項4】 芳香族ポリエステル成分をハードセグメントとし、ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分をソフトセグメントとするエラストマーからなる医療用貼付材において、芳香族ポリエステル成分が主として下



[式中、Arは炭素数6~20のアリーレン基を示す。  
pは2~4の整数である。]

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は医療用貼付材に関し、更に詳しく言えば、適度な透湿性を有し、かつ貼付時には取扱いに優れ、かつ装着時においては違和感が少なく皮膚追従性に優れている、例えば経皮吸収剤、粘着性包帯、絆創膏、創傷被覆材などに好適に使用される医療用貼付材に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来より粘着剤層に薬剤を含有せしめた経皮吸収剤や、絆創膏などの医療用貼付剤が数多く製造されている。これらの貼付剤は皮膚に長時間貼付すると、蒸れによる皮膚の軟化、発疹、かぶれなどが生じる場合が多い。これは、医療用貼付剤を構成する粘着剤層、及び同層を支持するフィルムなどの基剤が透湿性に劣ることに起因する。

【0003】このような医療用貼付剤の基剤の透湿性を高める為に、織布や不織布などの通気性布より成る基剤を用いる方法、特定の透湿性を有する、フッ素系樹脂を主体とした多孔質フィルムを基剤に用いる方法(特公昭63-21647号公報)、ポリウレタンなどゴム弾性を有する重合体より成る微多孔性被膜を用いる方法(特開平4-300823号公報)などが提案されている。

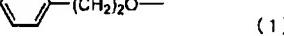
【0004】しかしながら、上記の方法による改善策はその何れの場合においても、経皮吸収させようとする薬剤が揮発性であった場合、薬剤は皮膚側に効果的には移

【請求項2】 ソフトセグメントが、数平均分子量1000~7500のポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分であり、前記芳香族ポリエステル成分が、主として下記式(1)の繰り返し単位により構成され、かつ、前記ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分の含有量が該エラストマーに対して60~95重量%であることを特徴とする請求項1記載の医療用貼付材。

## 【化1】

記式(1)の繰り返し単位により構成され、ソフトセグメントが数平均分子量1000~7500のポリ(アルキレンオキシド)グリコールであり、かつポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分の含有量が該エラストマーに対して60~95重量%であるポリエーテルエステルエラストマーからなる医療用貼付材。

## 【化2】



行せず基材側より蒸発してしまう為、これらの基材を用いての経皮吸収剤は治療効果に疑問があるという欠点を共通に有する。

【0005】薬剤が揮発性である場合には、これらの多孔性フィルムまたは編み物と極薄のポリエーテルフィルムを積層させる方法(特開平3-816044号公報)が知られている。この場合ガス透過性の悪さ、皮膚追従性の悪さといった問題点を防ぐ為に非常に極薄のポリエーテルフィルムが用いられているが、接着性の悪さから編み物と張り合わせる為の粘着剤層を用いる必要があり、また、皮膚追従性の悪さによる違和感の問題は解決されずに残っている。

【0006】皮膚追従性を有するフィルムとしては軟質塩化ビニルが知られているが、軟質塩化ビニルを医療用貼付材に使用するには、対薬品性、使用する可塑剤の粘着層への移行、塩化ビニルモノマーの毒性などの問題がある為に使用上制限を受けることになる。

【0007】これらの問題点を解決する方法として、弹性回復率、皮膚追従性に優れる貼付材用フィルム(特開平4-298339号公報)、柔軟性を有し、皮膚かぶれの少ない貼付材用フィルム(特開平7-126155号公報)が提案されているが、皮膚追従性の非常に良好なフィルムを作成することが、そのまま貼付時の取扱いが非常に悪いフィルムを作成することにつながる為に、これらの解決方法においては、作成するフィルムの有する特性のうち皮膚追従性と取扱いのどちらかを犠牲にするか、または、両特性の妥協点を見出さねばならないという問題があった。

## 【0008】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、適度な透湿性を有し、かつ貼付時には取扱性に優れ、かつ装着時ににおいては違和感が少なく皮膚追従性に優れる透明な医療用貼付材を提供することを目的とする。

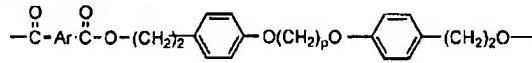
## 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明者らは前述の問題点を解決すべく鋭意検討した結果、初期伸長時の伸長応力が小さく、かつ透湿性に優れるポリエーテルエステルエラストマーから成る基材であって、かつ好適には該ポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントの融点が人の体温付近である基材を用いることにより、所望の医療用貼付材が得られることを見出した。

【0010】即ち、本発明は、芳香族ポリエステル成分をハードセグメントとし、ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分をソフトセグメントとするポリエーテルエステルエラストマーからなり、かつ該エラストマーは、示差走査熱量測定(DSC)で、昇温速度20／分で測定したとき15～45℃の範囲に吸熱ピークを示すことを特徴とする医療用貼付材である。以下本発明を詳細に説明する。

## 【0011】

【発明の実施の形態】本発明における医療用貼付材は、保存期間中または使用直前に、貼付材を構成する基材であるポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントの融点よりも低温の環境下に置かれると、ポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントが結晶化する為にコシのある状態に成り、取扱性が良好で貼付し易いという特長を有することになる。次いで、該医療用貼付材は希望部位に貼付される。該医療用貼付材が希望部位に貼付されると、貼付部位付近の体温によって該医療用貼付材を構成するポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントの融点よりも高い温度環境下に置かれることになり、その結果、結晶化していたソフトセグメントが融解する為に、初期伸長応力が低下する。したがって、装着時の違和感が小さく、皮膚追従性の良好な医療用貼付材へと変化すると推察される。



(1)

【0016】[式中、Arは炭素数6～20のアリーレン基を示す。pは2～4の整数である。]

上記式(1)においてArは、炭素数6～20のアリーレン基を示し、具体的にはp-フェニレン、2, 6-ナフチレン、2, 7-ナフチレン、1, 5-ナフチレン、4, 4-ジフェニレンなどを例示できる。好ましくはp-フェニレン、2, 6-ナフチレンを挙げることが出来る。

【0017】上記式(1)におけるジオール成分において、pは2～4の整数である。この範囲を外れると成形

【0012】本発明の医療用貼付材を構成するポリエーテルエステルエラストマーは、示差走査熱量測定(DSC)で、昇温速度20／分で測定したとき15～45℃の範囲に1つの吸熱ピークを示す。すなわち該エラストマーのソフトセグメントの融点は15℃～45℃の範囲に有するものである。これ未満であると、寒冷地または冬季の使用の場合には問題はないが、気温の高い地域または夏季の使用の場合には、貼付以前にポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントの融点よりも高い温度環境下に置かれる可能性が大きくなる為に、貼付作業以前にコシのない基材になってしまい取扱性が悪くなる。好ましくは、ポリエーテルエステルエラストマー基材の融点は30℃～38℃であるが、これらの値は使用する地域の気温、使用する人の体温によって多少適する条件が異なる。

【0013】本発明におけるポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントの凝固点は、この支持基材の利用者が、該支持基材のソフトセグメントを結晶化せしめるに足る冷却能力を有する機器を利用すれば良いので特に制限はないが、一般的な冷蔵庫も利用可能であるよう-5℃～20℃であることが好ましい。より好ましくは、ポリエーテルエステルエラストマーのソフトセグメントの凝固点は0℃～10℃である。

【0014】本発明における医療用貼付材を構成するポリエーテルエステルエラストマーは、上述のコンセプトを満たし得るポリマーであれば特に制限はないが、好ましくは芳香族ポリエステル成分をハードセグメント、数平均分子量1000～7500のポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分をソフトセグメントとし、前記芳香族ポリエステル成分が、主として下記式(1)の繰り返し単位より構成され、かつ、前記ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分の含有量が該エラストマーに対して60～95重量%であるポリエーテルエステルエラストマーを挙げることが出来る。

## 【0015】

## 【化3】

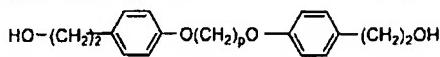
性や弾性回復性が低下する。好ましくはpは2または4であり、特に好ましくは2である。

【0018】かかるジオール成分以外としてアルキレングリコールがジオール成分全体の50モル%まで含まれても良く、好ましくは10モル%以内である。ここで用いるアルキレングリコールとは例えばエチレングリコール、プロピレングリコール、テトラメチレングリコール、ジエチレングリコールなどを挙げることが出来る。

【0019】本発明において、好ましく例示している上記ポリエーテルエステルエラストマーにおけるソフトセ

グメントは、数平均分子量1000～7500のポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分である。かかるポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分としては、アルキレンオキシドグリコール単重合体、該単重合体を構成する反復単位の2種類以上がランダム又はブロック状に共重合したランダム共重合体またはブロック共重合体、更には前記単重合体または共重合体の2種以上が混合された混合共重合体が挙げられる。具体的には、ポリエチレングリコール、ポリ(プロピレンオキシド)グリコール、ポリ(テトラメチレンオキシド)グリコールを例示することが出来、好ましくはポリ(テトラメチレンオキシド)グリコールである。

【0020】ここで用いるポリ(アルキレンオキシド)グリコールの数平均分子量は1000～7500である。1000未満では得られるエラストマーのソフトセグメント長が短すぎ、十分な弾性性能を發揮させることができず、また7500を越えるとハードセグメントとの相溶性が低下するので好ましくない。ポリ(アルキレンオキシド)グリコールの数平均分子量はソフトセグメント



(2)

【0024】〔式中 $p$ の定義は上記式(1)と同じである。〕で表されるジオール、およびポリ(アルキレンオキシド)グリコールとを従来公知の方法で溶融重合法により反応させることにより製造することが出来る。また、酸のジグリコールエステルとのエステル交換反応や、酸と低沸点ジオールとの上記化合物(2)を用いたエステル化反応によって低沸点ジオールを留去することでも製造することが出来る。

【0025】更に具体的には、上記の各原料を反応容器に入れ、触媒の存在下または不存在下でエステル交換反応あるいはエステル化反応を行ない、更に触媒の存在下高真空で重縮合を行なって所望の重合度まで上げる方法である。用いられる重合触媒としてはチタン、錫、ゲルマニウム、アンチモンなどの化合物が例示される。

【0026】本発明において、好ましく例示している上記ポリエーテルエステルエラストマーの還元粘度は1.0以上であることが好ましい。ここで還元粘度はフェノール/1,1,2,2-テトラクロロエタン混合溶媒(重量比6/4)中、濃度1.2g/dl、温度35℃で測定した値である。還元粘度が1.0未満では、実用的な強度が不足したり、エラストマーとしての弾性特性が十分發揮出来ないことがある。還元粘度はより好ましくは2.0～7.0である。

【0027】以上に説明したポリエーテルエステルエラストマーを例えれば常法により溶融製膜することによって、医療用貼付材として提供される。製膜方法としては、例えば、ポリエーテルエステルエラストマーを～40℃で乾燥溶融し、200～240℃でダイ(例えばTダイ、Iダイなど)から押し出し、キャスティングド

ントの結晶性向上の点から好ましくは1500～4000である。

【0021】ポリ(アルキレンオキシド)グリコール成分の含有量は、本発明におけるエラストマーに対して60～95重量%、より好ましくは70～95重量%の範囲である。ポリ(アルキレンオキシド)グリコールの含有量が95重量%を越えると、該エラストマーの融点が低くなり過ぎるため、成形性が著しく低下してしまい好ましくない。また、60重量%未満では初期伸長時の伸長応力が大きくなり過ぎ、医療用貼付材として好ましい性能が得られない。

【0022】本発明において、好ましく例示している上記ポリエーテルエステルエラストマーの製造方法も特に制限はないが、例えば上記式(1)を構成するための成分であるHOOC-Ar-COOHで表される芳香族ジカルボン酸またはそのエステル形成性誘導体、上記式(1)を構成するための成分である下記式(2)

【0023】

【化4】

ラム上で冷却固化させる方法などで製膜出来る。

【0028】ポリエーテルエステルエラストマーからなる医療用貼付材は、厚みが5μm～150μmの範囲、好ましくは5μm～125μm、より好ましくは5～100μmの範囲であるフィルムである。厚みが150μmを越えると初期伸長応力が大きくなり過ぎ、皮膚に長時間貼付した場合かゆみや皮膚かぶれを起こす要因となり好ましくない。5μmより薄くなるとハンドリング性が悪く好ましくない。

【0029】本発明の医療用貼付材は、その少なくとも片面に種々の粘着剤から構成される粘着剤層を設けることができる。使用出来る粘着剤としては、例えばアクリル系粘着剤、ゴム系粘着剤、シリコーン系粘着剤などを好ましく上げることが出来る。

【0030】かかる粘着剤層は、上記スチレン系ゴム、アクリル系ポリマー、ミリスチン酸イソプロピル、及びポリオキシアルキレングリコールを共通溶剤にて混合溶解したのち、基材または離型材の片面に塗布し、その後乾燥処理により溶媒を除去して、かかる粘着剤層とすることができる。出来上りの粘着剤層の厚みは、通常10μm～1mmの範囲が望ましく、例えば粘着剤層中に薬物を含有させる場合には、用いる薬物によるが、通常20μm～1mm、好ましくは30μm～80μm程度が好適である。

【0031】上記粘着剤層には薬物を含有してもよい。含有される薬物としては、特に限定はないが、上記粘着剤層に溶解可能な脂溶性薬物が好ましい。具体的には、消炎鎮痛剤、ステロイド剤、降圧利尿剤、麻酔剤、抗ヒスタミン剤、抗腫瘍剤、抗高血圧剤、抗動剤、脂溶性ビ

タミン等が挙げられる。これらは、粘着剤層中に0.1～40重量%、好ましくは0.1～20重量%添加される。また、薬物を含有させる方法としては、溶液状の粘着剤に薬物溶液をあらかじめ混合して薬物含有粘着剤層とするか、あるいは含浸、転着、スプレー等の方法で薬物を含有しないか又は薬物を十分には含有しない粘着剤層に薬物を経皮吸収に十分な量含有させる等、含有させようとする薬物の物性等に応じて従来公知の方法を採用することが出来る。

#### 【0032】

【発明の効果】本発明によれば、貼付用支持基材としてポリエーテルエスチルエラストマーからなるフィルムを用いたため、優れた透湿性を示すにもかかわらず水透過性、気体透過性を殆ど示さず、不揮発性の薬剤はもちろん揮発性の薬剤の経皮吸収剤用支持基材として好適であり、濡れても容易に剥がれることがない医療用貼付材を提供することが出来る。更に、本発明におけるポリエーテルエスチルエラストマーは、貼付時にはソフトセグメントが結晶化している為に取扱性が良く、かつ、装着時には、ソフトセグメントが融解する為に低伸長時において極めて低伸長応力であり、従ってこれを支持基材に用いることにより、柔らかく伸縮して皮膚感覚が良くかぶれを起こさない医療用貼付用基材を実現出来る。また本発明におけるポリエーテルエスチルエラストマ支持基材は透明性に優れる為に、装着時も目立たない医療用貼付材が得られる。かかる医療用貼付剤は経皮吸収剤、粘着性包帯、絆膏、創傷被覆材などに好適に使用される。

#### 【0033】

【実施例】以下に、実施例により本発明を更に詳細に説明するが、本発明は実施例に限定されるものではない。本発明における種々の物性値および特性値は下記の方法で測定した。

【0034】(1) ポリエーテルエスチルエラストマーのソフトセグメントの融点及び凝固点の測定  
エラストマーのソフトセグメントの融点及び凝固点は、示差走査熱量測定(DSC)(パーキンエルマー DSC C7を使用)により決定した。ソフトセグメントの融点は、サンプルを-60°Cに冷却して一度結晶化させた後、20°C/分で昇温する条件で測定した。ソフトセグメントの凝固点は、サンプルを一度60°Cに加熱してソフトセグメントの結晶を一度完全に融解させた後、20°C/分で降温する条件で測定した。

【0035】(2) 伸長応力、破断強度、破断伸度  
フィルムを試料幅10mm、標点距離40mmにして、引っ張り速度40mm/分でインストロンタイプの万能引っ張り試験装置(オリエンテック テンション UCT-1T)にて引っ張り、得られる荷重-伸長曲線より、各伸長時の応力を応力を算出した。破断強度はフィルムが破断したときの単位面積当たりの荷重として求めた。破断伸度は引っ張る前の長さに対する破断時の長さ

伸び率(%)を示す。

#### 【0036】(3) 透湿度

水分測定用塩化カルシウム23gをガラス性秤量瓶に秤とり、秤量瓶の口をサンブルフィルムで覆う(サンブルフィルムと秤量瓶の境界はパラフィルム等で密着させ、外気の進入を防ぐ)。この秤量瓶を、気温40°C、相対湿度70%に保持された恒温恒湿装置(ヤマト科学株式会社 IR-21)内に3時間静置後、秤量瓶内の塩化カルシウム重量の増加を測定し、24時間の値に換算した。

#### 【0037】(4) 皮膚かぶれ

5人の成人男子の肘部にアクリル系の粘着剤層を塗布して作成した貼付サンプルを貼付し、6時間後の皮膚の変化を観測し、○(皮膚かぶれなし)、△(やや皮膚かぶれあり)、×(皮膚かぶれあり)という3段階評価を実施した。

#### 【0038】(5) 蒸れ

5人の成人男子の肘部にアクリル系の粘着剤層を塗布して作成した貼付サンプルを貼付し、6時間後の皮膚の変化を観測し、○(蒸れなし)、△(やや蒸れあり)、×(蒸れあり)という3段階評価を実施した。

#### 【0039】(6) 違和感

5人の成人男子の肘部にアクリル系の粘着剤層を塗布して作成した貼付サンプルを貼付し、6時間後の皮膚の変化を観測し、○(違和感なし)、△(やや違和感あり)、×(違和感あり)という3段階評価を実施した。

#### 【0040】(7) 取扱性

5人の成人男子の肘部にアクリル系の粘着剤層を塗布して作成した貼付サンプルを貼付する際の貼付材の取扱性(貼付し易さ)を、○(良い)、△(ますます)、×(悪い)という3段階評価を実施した。

【0041】[実施例1] 2,6-ナフタレンジカルボン酸ジメチルエスチル0.28Kg(1.14mol)、1,2-ビス[4-(2-ヒドロキシエチル)フェノキシ]エタン0.14Kg(0.47mol)、ポリ(テトラメチレンオキシド)グリコール(数平均分子量3000)2.02Kg(0.67mol)、触媒としてテトラブチルチタネート0.17g(0.51mmol)を精留塔を介して留出系を備えた反応容器に入れ、窒素雰囲気下200～240°Cで4.5時間加熱還流しエステル交換反応を行なった。反応溶液を搅拌装置及び真空留出系を備えた反応容器に移し、常圧下窒素気流中235～250°Cで1.5時間、次いで同温度で1時間かけて0.20～0.40mmHgの真空条件とし、250°Cで更に4.5時間溶融反応させた。得られたポリエーテルエスチルエラストマーは、還元粘度[フェノール/1,1,2,2-テトラクロロエタン混合溶媒(重量比6/4)中、濃度1.2g/dl、温度35°Cで測定]2.9であった。次いで、このポリマーを100°Cで真空乾燥後210°Cで溶融し、温度205°CのTダイ

より、10°Cに冷却し、水を塗布したキャスティングドラム上に押し出し、厚み30μmの透明な支持基材用フィルムを得た。

【0042】[実施例2] 2, 6-ナフタレンジカルボン酸ジメチルエステル0.23Kg(0.94mol)1, 1, 2-ビス[4-(2-ヒドロキシエチル)フェノキシ]エタン0.12Kg(0.39mol)、ポリ(テトラメチレンオキシド)グリコール(数平均分子量4000)2.22Kg(0.55mol)を出発原料とし、実施例1と同様に重合して得られた還元粘度[フェノール/1, 1, 2, 2-テトラクロロエタン混合溶媒(重量比6/4)中、濃度1.2g/dl、温度35°Cで測定]4.3のポリマーを、実施例1と同様に溶融製膜し、30μmの透明な支持基材用フィルムを得た。

【0043】[比較例1] ハードセグメントがポリブチレンテレフタレート35重量%、ソフトセグメントがポリ(テトラメチレンオキシド)グリコール(数平均分子量2000)65重量%である熱可塑性ポリエーテルエスチルエラストマーを常法に従い溶融製膜し、30μmの支持基材を得た。

【0044】[比較例2] ハード成分がポリブチレン

2, 6-ナフタレート30重量%、ソフト成分がポリ(テトラメチレンオキシド)グリコール(数平均分子量2000)70重量%である熱可塑性ポリエーテルエスチルエラストマーを常法に従い溶融製膜し、25μmの支持基材を得た。

【0045】上述の支持基材の力学物性値を表1に、該支持基材にアクリル系の接着材を塗布して製造した貼付剤の評価結果を表2に、支持基材のソフトセグメントの融点及び結晶化温度を表3にそれぞれ示す。

【0046】表1において貼付時とは、支持基材を0°Cで1時間冷却してソフトセグメントを結晶化させた後に測定した値である。尚、支持基材の力学物性値は、0°Cで1時間冷却後の測定値も0°Cで2時間冷却後の測定値にも差はなかった。

【0047】表1において装着時とは、支持基材を40°Cで30秒加温した後に測定した値である。尚、支持基材の力学物性値は、40°Cで30秒加温後の測定値も40°Cで10分間加温後の測定値にも差はなかった。

【0048】

【表1】

	膜厚	弹性率	5%伸長時応力	50%伸長時応力	破断強度	破断伸び	透湿度
単位	μm	Kg/mm²	Kg/mm²	Kg/mm²	Kg/mm²	%	g/24hr·m²
実施例1 (貼付時)	30	3.4	0.16	0.40	1.3	800	—
実施例1 (装着時)	30	0.19	0.02	0.07	1.4	980	2250
実施例2 (貼付時)	30	6.2	0.26	0.58	2.5	750	—
実施例2 (装着時)	30	0.40	0.02	0.09	2.7	960	2100
比較例1	30	3.1	0.15	0.55	2.0	1500	1410
比較例2	25	0.50	0.071	0.31	3.3	1000	1890

【0049】

【表2】

特性	皮膚かぶれ	蒸れ	違和感	取扱性
実施例1	○	○	○	○
実施例2	○	○	○	○
比較例1	×	○	×	○
比較例2	△	○	△	×

【0050】

【表3】

	融点(°C)	結晶点(°C)
実施例1	31.5	6.6
実施例2	40.0	5.9
比較例1	—	—
比較例2	—	—

【0051】比較例1の支持基材は、該支持基材を構成するポリエーテルエスチルエラストマーのソフトセグメ

ントを結晶化しなくても十分取扱性に優れるコシを有するが、装着後も同様のコシを有し続ける為に装着時に違

和感を生じるものである。

【0052】比較例2の支持基材は、装着時においてはまずまずの皮膚追従性を有するが、冷却しても該支持基材を構成するポリエーテルエスチルエラストマーのソフトセグメントの結晶化がほとんど生じない為に貼付時における取扱性に劣るものである。

【0053】これらと比較して本発明における支持基材は、貼付時においては、貼付時の取扱性に優れる比較例1に示した支持基材と同等以上のコシを有する為に貼付時の取扱性に優れる一方で、装着時においては、まずまずの皮膚追従性を有する比較例2の支持基材よりも弾性率、伸長応力が非常に小さい支持基材に変化する為に、支持基材として非常に優れた性能を発揮するものである。

【0054】[実施例3] 2, 6-ナフタレンジカルボン酸ジメチルエスチル0. 41Kg (1. 7mol)、1, 2-ビス[4-(2-ヒドロキシエチル)フェノキシ]エタン0. 21Kg (0. 7mol)、ポリ(テトラメチレンオキシド)グリコール(数平均分子量2000)2. 0Kg (1. 0mol)、触媒としてテトラブチル

チタネット0. 17g (0. 51mmol)を精留塔を介して留出系を備えた反応容器に入れ、窒素雰囲気下200~220°Cで4時間加熱還流しエステル交換反応を行なった。反応溶液を攪拌装置及び真空留出系を備えた反応容器に移し、常圧下窒素気流中235°Cで1. 5時間、次いで同温度で1時間かけて0. 15mmHgの真空条件とし、240°Cで更に3時間溶融反応させた。得られたポリエーテルエスチルエラストマーは、還元粘度(フェノール/1, 1, 2, 2-テトラクロロエタン混合溶媒(重量比6/4)中、濃度1. 2g/dl、温度35°Cで測定)2. 2であった。次いで、このポリマーを100°Cで真空乾燥後210°Cで溶融し、温度205°CのTダイより、10°Cに冷却し、水を塗布したキャスティングドラム上に押し出し、厚み45μmの透明な支持基材用フィルムを得た。

【0055】上述の支持基材の物性値を表4に示す。また該支持基材にアクリル系の粘着材を塗布して製造した貼付剤の評価結果を表5に示す。

#### 【0056】

【表4】

	膜厚	弹性率	5%伸長時応力	50%伸長時応力	破断強度	破断伸度	透湿度
単位	μm	Kg/mm <sup>2</sup>	Kg/mm <sup>2</sup>	Kg/mm <sup>2</sup>	Kg/mm <sup>2</sup>	%	g/24hr·m <sup>2</sup>
実施例3	45	0.45	0.024	0.11	0.66	810	1720

#### 【0057】

【表5】

特性	皮膚かぶれ	糸れ	違和感
実施例3	○	○	○

【0058】表5からわかるように実施例の試料は何れ

の項目においても優れた効果を示すことが認められる。

フロントページの続き

(72)発明者 石渡 豊明

山口県岩国市日の出町2番1号 帝人株式会社岩国研究センター内